

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭60-210243

⑬ Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和60年(1985)10月22日

A 61 B 5/00  
G 01 L 7/08  
G 01 N 27/30

7046-4C  
7507-2F  
F-7363-2G

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑮ 発明の名称 半導体複合センサ

⑯ 特 願 昭59-66493

⑰ 出 願 昭59(1984)4月2日

⑱ 発 明 者 西 口 勝 規 大阪市此花区島屋1丁目1番3号 住友電気工業株式会社  
大阪製作所内

⑲ 発 明 者 平 本 順 一 大阪市此花区島屋1丁目1番3号 住友電気工業株式会社  
大阪製作所内

⑳ 出 願 人 住友電気工業株式会社 大阪市東区北浜5丁目15番地

㉑ 代 理 人 弁理士 上代 哲司

明 細 書

1. 発明の名称

半導体複合センサ

2. 特許請求の範囲

(1) ゲート絶縁型電界効果トランジスタのゲート部に特定の被測定物質にのみ選択的に感応する層を設けた電界効果型半導体センサとダイアフラム上に形成した拡散抵抗を感圧部として用いる半導体圧力センサがそれぞれ少なくとも1個ずつ以上同一半導体基板に形成されている半導体複合センサにおいて、圧力センサの受圧部たるダイアフラム上に電界効果型半導体センサの感応層を1個あるいは複数個形成したことを特徴とする半導体複合センサ。

(2) 上記半導体基板が単結晶シリコン基板であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の半導体複合センサ。

3. 発明の詳細な説明

(1) 技術分野

本発明は、化学的物質の濃度測定と圧力測定

を同時に行なうことが可能な半導体複合センサに関し、特に化学的物質の濃度測定には電界効果を利用し、圧力測定にはピエゾ抵抗効果を利用する半導体複合センサに関する。

(2) 背景技術

従来からゲート絶縁型電界効果トランジスタ(MISFET)の構造を利用して、電解液中のイオン活量や化学的物質の濃度などを測定する半導体センサは提案されている。これらは、Ion Sensitive Field Effect Transistor(ISFET)またはChemical FET(CHEMFET)と呼ばれ、特公昭54-24317などにこれ等に関する記載がある。

第1図はCHEMFETのゲート部分を含む断面の基本構成図である。これは、MISFETのゲート金属を取り除き、ゲート絶縁層を直接被測定雰囲気と接触させる構造としたものである。

一方、半導体において機械的応力が加わると、ピエゾ抵抗効果によりその抵抗値が変化する性質を利用したシリコンダイアフラム型の半導体圧力センサも各種構成のものが提案されている。

その代表例を第2図に示す。これは、液体などの雰囲気中の圧力の測定に応用する際に測定対象雰囲気が含む水分、アルカリ金属イオンなどが半導体センサに及ぼす悪影響を防ぐように考慮したものである。

これらのセンサは共にシリコン基板を用いているので、最近の高度なシリコンIC製造技術を駆使することによつて小型化、補償回路の集積化が可能で新しい応用が種々提案されている。例えば医学的な応用としてはセンサをカテーテルの先端に装着して血管内に挿入し、体内の情報を直接に連続測定することが挙げられる。即ち、CHEMFETによる血液中のイオン濃度や、生体機能性材料を感応膜として用いたアセチルコリン、尿素、ペニシリンなどの測定と圧力センサによる血管内または心臓内の血圧測定である。これらのCHEMFETおよび圧力センサをそれぞれ単独に用いた体内連続測定も非常に有効であるが、臨床医学的にはイオン濃度や他の物質の濃度測定と同時に血圧をモニタしておくことは極めて重要なデータとなる。

### (3)発明の目的

本発明は、多項目の化学的物質の濃度測定と圧力測定を同時に行なうことができ、かつカテーテルの先端などに装着可能な超小型の半導体複合センサを提供することにある。

### (4)発明の構成

本発明による半導体複合センサは、基本的に全く別々の素子であるゲート絶縁型電界効果トランジスタのゲート部に特定の被測定物質にのみ選択的に感応する層を設けた構造の電界効果型半導体センサとダイアフラム上に形成した拡散抵抗を感圧部として用いる構造の半導体圧力センサの2種類のセンサを単純に同一半導体基板上に組み込むことのみによつて1つの素子として実現するのではなく、各々のセンサの構造を有機的に統合して真に構造的な複合化を実現したものである。具体的には圧力センサの全素子面積の大部分を占める受圧部たるダイアフラムを電界効果型半導体センサの感応部として同時に利用することにより実現している。即ち、圧力センサのダイアフラム

これはCHEMFETと半導体圧力センサを1本のカテーテル内に同時に装着することにより可能ではあるが、各々単独のセンサを同一カテーテル内に装着するのは非常に複雑な手作業を要し、実作業上このような実装はほぼ不可能である。

このような問題点を克服したものとして、特願昭58-238330などに半導体複合センサが提案されている。これらは、第3図の構成断面図に示すように、同一半導体基板上に、ゲート絶縁型電界効果トランジスタのゲート部に特定の被測定物質にのみ選択的に感応する層を設けた構造の電界効果型半導体センサとダイアフラム上に形成した拡散抵抗を感圧部として用いる構造の半導体圧力センサの2種類のセンサを1つの素子として組み込んだ構造となつている。

しかしながら、単純に2種類のセンサを組合せただけでは小型化という面で限界があり、多項目の化学的物質の濃度測定と圧力測定を同時に行ない得るカテーテル先端型のセンサを実現するには無理がある。

部には、通常拡散抵抗が形成されているだけでダイアフラム部を機械的には利用しているが、他に半導体素子としてはダイアフラムのたわみに起因する特性の変化により全く利用できないと考えられる。この圧力センサとしては必須の構成要素でありながらセンサの高感度化、多重化には利用しにくいダイアフラム部を、同じく半導体素子としてではなく、被測定雰囲気との接触部分として素子表面面積だけが必要な電界効果型半導体センサの化学感応部として利用することにより、複合化されたセンサの素子表面を余すところなく機能的に活用し全体として素子の小型化が実現できる。

実際、このような半導体複合センサを使用するときには半導体圧力センサは1個組み込んであればよく、複数個組み込んでも各センサの出力値を平均して精度が若干向上することが期待されるのみであるが、電界効果型半導体センサは種々の感応膜を形成した数多くのセンサを組み込むことにより多項目の同時測定が可能となり大変有効である。

この感応膜の種類として考えられるものを〔 〕内に示すその測定対象物と共に列挙すると、 $\text{Si}_3\text{N}_4$ 、 $\text{Al}_2\text{O}_3$ 、 $\text{Ta}_2\text{O}_5$ 〔 $\text{H}^+$ イオン〕、各種 NAS〔 $\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$  合成〕ガラス〔 $\text{K}^+$ イオン  $\text{Na}^+$ イオン〕バリノマイシン固定膜〔 $\text{K}^+$ イオン〕、各種クラウンエーテル固定膜〔 $\text{K}^+$ イオン、 $\text{Ag}^+$ イオン、 $\text{Tl}^+$ イオン etc〕ウレアーゼ固定膜〔尿素〕、リパーゼ固定膜〔中性脂質〕、ペニシリン・ゼ固定膜〔ペニシリン〕、抗アルブミン抗体固定膜〔アルブミン〕、アセチルコリンエステラーゼ固定膜〔アセチルコリン〕などがある。

さらに、多種類の感応膜を同時に形成する場合には参照電極として用いるために如何なる化学的物質にも感応しないような疎水性有機高分子膜を形成することも考えられる。このような高分子膜としては、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリ塩化ビニル、テフロンなどが考えられる。

#### (5) 発明の実施例

以下、本発明を実施例の図面にもとづいて説明する。

周辺部に4種類の化学感応層(43, 44, 45, 46)が形成されている。

従つて第4図(a)の左半分、換言するとダイアフラム部33とその周辺部に感圧部たる4個の拡散ピエゾ抵抗34と4種類の被測定物質に選択的な化学感応部(43, 44, 45, 46)が集中的に形成された構造となる。このとき注意すべきことは、ブリッジを形成している4個の拡散抵抗34に加わる機械的応力が正確に等しく伝わるかもしくは少なくとも規則的な対称性を持つて伝わるような構造になっていることである。例えば、ダイアフラム部は総合的な厚みは約20 $\mu\text{m}$ でその大部分は単結晶シリコン基板32であるが、その上部には約1 $\mu\text{m}$ の $\text{SiO}_2$ などの絶縁層35、Alまたは不純物イオンの注入により導電性を持ったポリシリコンなどの導電性層(39, 40, 41, 42)4種類の化学感応層(43, 44, 45, 46)および保護層たる絶縁層36が形成されているが、少なくとも機械的強度が異なる導電性層(39, 40, 41, 42)はダイアフラム部33上において拡散ピエゾ抵抗34に対し、幾何学的に

第4図は本発明の一実施例としての半導体複合センサの構造を示す図である。この図は4個の電界効果型センサと1個のダイアフラム型圧力センサを同一素子上に形成した場合のもので、(a)はその平面図、(b)は電界効果型センサ部を中心とした断面図である。

図において、センサの大きさは1.0mm $\times$ 3.0mm、厚みに0.15mm、ダイアフラム部の厚みは20 $\mu\text{m}$ を想定している。

この構造の複合化センサを実現するためには、特願昭58-51145などに記載されているように電界効果型センサのゲート酸化膜と化学感応層の間を金属などの導電性層を含む多層構造とすることが必須であり、この導電性層を利用してゲート部構造と化学感応部の位置を引き離さなくてはならない。即ち、本実施例の場合、4個のゲート部構造(35, 36, 37, 38)がシリコン単結晶基板32の上に形成されており、それぞれのゲート部多層構造に含まれる導電性層(39, 40, 41, 42)によつて導びかれたダイアフラム部33上もしくはその

対称な位置に形成されているべきであり、かつ保護層たる絶縁層36も不自然な応力が加わらないように平坦化されている必要がある。

導電性層(39, 40, 41, 42)は、厚さ1 $\mu\text{m}$ 程度なので材質はAlまたはポリシリコンであればダイアフラムのたわみ方に大きな影響を与えとは考えられない。

また保護層としては、プラズマCVDなど低温で形成可能な $\text{Si}_3\text{N}_4$ 、 $\text{Al}_2\text{O}_3$ 、 $\text{SiOxNy}$ 、 $\text{AlOxNy}$ 、PSG(Phospho--Silicate  $\text{P}_2\text{O}_5 \cdot \text{SiO}_2$ )、 $\text{PbO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2$ (Lead--Alumino--Silicate)、 $\text{PbO} \cdot \text{B}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2$ (Lead--Boro--Silicate)、 $\text{PbO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{B}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2$ (Lead--Alumino--Boro--Silicate)もしくはポリイミド系樹脂の単層構造、またはこれらの組み合わせによる多層構造が考えられる。さらに化学感応層(43, 44, 45, 46)に関してもその膜厚および機械的強度を考慮してその配置を決定しなくてはならない。

一方、第4図(b)の右半分には電界効果型センサのゲート部(35, 36, 37, 38)および4個の電界効

果型センサと拡散ビエゾ抵抗34のブリッジから取り出される信号を処理する信号処理回路部47、さらにこの回路と入出力を行なうためのリード線を接続するためのコンタクト用金属層48が形成されている。

信号処理の内容としては(i)拡散ビエゾ抵抗ブリッジにより検出される電位差の温度補償、感度補償とそれの圧力値への変換、(ii)電界効果型センサの経時変化補正と各測定値への変換、(iii)各測定項目の正異常の判断などが考えられる。

#### (6)発明の効果

本発明の最大の効果は、シリコンダイアフラム型の圧力センサと電界効果型半導体センサの複合化、多重化が容易になつたことである。特に1個の圧力センサと複数个の電界効果型半導体センサを組み合わせる場合に有効で、素子の大きさを圧力センサ単独の素子と比べてほとんど大きくすることなく電界効果型センサを組み入れることが可能となる。

本発明の半導体複合センサの最も有力な応用例

である医学応用のカテーテル先端型センサにおいて、このように半導体センサの大きな特長である小型化という利点を保つたまま多重化が可能であるということは、カテーテルへの実装が容易となるため従来技術では臨床医学的に大きな意義があるとされながら事実上不可能であつた体内の同一部位の圧力と種々の化学的物質濃度の同時測定が初めて実現されることとなり、その臨床医学的意義は計り知れない。

本発明の副次的な効果は、圧力と多種類の化学的物質に対する感応部をダイアフラム部周辺に集中的に形成することができるので、カテーテルなどへの実装が単一機能のセンサと同程度に容易となることである。

即ち、血液中という非常に劣悪な液体中で半導体センサを使用するためには感応部は直接血液に接触するようにしてリード線などは完全に血液から絶縁分離しなくてはならない。実際にはエポキシ樹脂、シリコン樹脂などを接着剤兼絶縁剤として用いて実装を行なうため感応部が離れた位置に何

箇所も存在すると現状の樹脂塗布技術では対応できなくなるため感応部が一箇所集中しているのが望ましいのである。

#### 4.図面の簡単な説明

第1図は、従来技術のシリコン単結晶基板を用いた電界効果型半導体センサのゲート部分を含む断面の基本構成を示す図、第2図は、従来技術による耐雰囲気性を向上させた半導体圧力センサの基本構成断面を示す図である。

第3図は、従来技術による電界効果型センサとダイアフラム型圧力センサを同一素子上に形成した半導体複合センサの構成断面を示す図である。

第4図は、本発明の一実施例たる4個の電界効果型センサと1個のダイアフラム型圧力センサを同一素子上に形成した半導体複合センサの構造を示す図で、(a)はその平面図、(b)は電界効果型センサ部を中心とした断面図である。

- 1 シリコン単結晶基板(p<sup>-</sup>型)
- 2 ソース拡散領域(n<sup>+</sup>型)
- 3 ドレイン拡散領域(n<sup>+</sup>型)

- 4 チャンネル部
- 5 絶縁層(その1 SiO<sub>2</sub>)
- 6 絶縁層(その2 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>)
- 7 化学感応層
- 8 リードコンタクト用金属層(Al)
- 9 シリコン単結晶基板(n<sup>-</sup>型)
- 10 ダイアフラム部
- 11 拡散ビエゾ抵抗(p<sup>-</sup>型)
- 12 拡散リード部(p<sup>+</sup>型)
- 13 シリコンエピタキシャル成長層(n<sup>-</sup>型)
- 14 p<sup>+</sup>型拡散領域
- 15 絶縁層(ex Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>)
- 16 リードコンタクト用金属層(Al)
- 17 シリコン単結晶基板(p<sup>-</sup>型)
- 18 ダイアフラム部
- 19 拡散ビエゾ抵抗(n<sup>-</sup>型)
- 20 拡散リード部(n<sup>+</sup>型)
- 21 シリコンエピタキシャル成長層(p<sup>+</sup>型)
- 22 ソース拡散領域(n<sup>+</sup>型)
- 23 ドレイン拡散領域(n<sup>+</sup>型)

- 24 チヤネル部
- 25 基板コンタクト用拡散領域 ( p<sup>+</sup> 型 )
- 26 n<sup>+</sup> 型拡散領域
- 27 絶縁層 ( SiO<sub>2</sub> )
- 28 化学感応層
- 29 拡散抵抗リードコンタクト用金属層 ( Al )
- 30 ソース・基板共通リードコンタクト用金属層 ( Al )
- 31 ドレイン・リードコンタクト用金属層 ( Al )
- 32 シリコン単結晶基板
- 33 ダイアフラム部
- 34 拡散ビエゾ抵抗 ( 4 個 )
- 35 電界効果型センサゲート部 ( その 1 )
- 36 " ( その 2 )
- 37 " ( その 3 )
- 38 " ( その 4 )
- 39 導電性物質層 ( その 1 )
- 40 " ( その 2 )
- 41 " ( その 3 )
- 42 " ( その 4 )
- 43 化学感応層 ( その 1 )

- 44 化学感応層 ( その 2 )
- 45 " ( その 3 )
- 46 " ( その 4 )
- 47 信号処理回路部
- 48 リードコンタクト用金属層 ( Al )
- 49 絶縁層 ( ex SiO<sub>2</sub> )
- 50 保護用絶縁層 ( ex Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> )

代理人 弁理士 上 代 哲 司

